

Ernest CZOGAŁA

Adam GACEK

Marek POCIASK

PRZETWARZANIE SYGNAŁU EKG W WIDEOMONITOROWYM  
SYSTEMIE INTENSYWNEGO NADZORU KARDIOLOGICZNEGO

Streszczenie. W pracy omówiono pewną koncepcję systemu intensywnego nadzoru kardiologicznego, bazującą na zestawie "inteligentnego" monitora z reżimem graficznym. Przedstawiono proces przekształcania sygnału EKG w systemie przy wykorzystaniu transformacji AZTEC do redukcji danych źródłowych. Omówiono zasady wykrywania zespołów QRS i określania podstawowych parametrów przebiegu EKG, wykorzystywanych do nadzoru rytmu i przewodnictwa u pacjentów na oddziałach intensywnego nadzoru.

## 1. Wprowadzenie

Intensywny nadzór chorych w stanach zagrożenia życia zainicjowany w początkach lat sześćdziesiątych stanowi w dalszym ciągu jeden z najistotniejszych czynników obniżających śmiertelność wśród tej grupy hospitalizowanych pacjentów. Dotyczy to szczególnie oddziałów intensywnego nadzoru kardiologicznego, gdzie według danych statycznych śmiertelność we wczesnym okresie po ostrym zawale mięśnia sercowego zmniejsza się o połowę dzięki zastosowaniu urządzeń do intensywnego nadzoru.

Produkcję krajowej aparatury do intensywnego nadzoru rozpoczęto w Zakładach Elektronicznej Aparatury Medycznej w Zabrze przed około dziesięciu laty. Obecna oferta Zakładów obejmuje kompletne wyposażenie sal intensywnego nadzoru. Dotychczas wyposażono ponad 270 oddziałów intensywnego nadzoru, w tym ponad 50 poza granicami kraju.

Prace badawczo-rozwojowe w tym zakresie prowadzone przez Ośrodek Badawczo-Rozwojowy Elektronicznej Aparatury Medycznej przy współpracy z szeregiem jednostek klinicznych i technicznych zmierzają w dwóch zasadniczych kierunkach:

- zastosowanie nowych metod pomiaru parametrów biologicznych pacjenta w miarę rozwoju nauk medycznych i postępu w technologii wytwarzania czujników i aparatury elektronicznej,
- zastosowanie technik komputerowych do przetwarzania i gromadzenia informacji i danych pomiarowych dla potrzeb intensywnego nadzoru.

Niniejsza praca prezentuje pewną koncepcję zastosowania "inteligentnej" jednostki sterującej do nadzoru zaburzeń rytmu i przewodnictwa u pacjentów na oddziałach intensywnego nadzoru kardiologicznego.

## 2. Funkcje i przeznaczenie systemu

Proponowany system nadzoru kardiologicznego przeznaczony jest do bieżącej kontroli przebiegu EKG. Konstrukcja systemu umożliwia zastosowanie go jako:

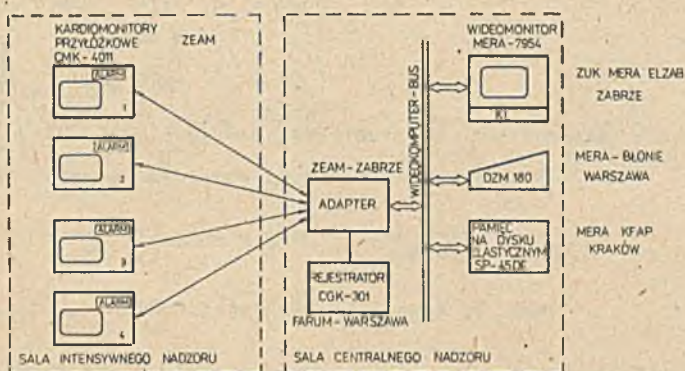
- autonomicznego systemu nadzoru kardiologicznego,
- podsystemu do nadzoru parametrów EKG w systemie intensywnego nadzoru ogólnego,
- podsystemu nadzoru kardiologicznego włączonego w centralny system informatyczny szpitala.

Założono, że system będzie realizował następujące funkcje:

- odbiór sygnału EKG od kilku pacjentów (czterech), konwersja A/C przebiegu oraz wstępne przetwarzanie celem zapamiętania,
- nadzorowanie w czasie rzeczywistym parametrów przebiegu takich jak: częstotliwość, szerokość zespołu QRS, odstęp R-R, amplituda QRS itp. oraz porównywanie tych parametrów z wartościami wzorcowymi ustalonymi dla danego pacjenta,
- automatyczna aktualizacja wartości wzorcowych,
- sygnalizacja stanów alarmowych,
- rejestracja przebiegów EKG w stanach alarmowych,
- zapamiętanie tendencji zmian nadzorowanych parametrów,
- prezentacja na ekranie monitora przebiegów EKG; przebiegu zarejestrowanych tendencji wartości mierzonych parametrów,
- możliwość wydruku danych na drukarce.

## 3. Konfiguracja systemu

Podstawową konfigurację systemu pokazano na rys. 1. System złożony jest z zestawów przyłóżkowych przeznaczonych do odbioru i prezentacji sygnału EKG, adaptera spełniającego rolę interfejsu z systemem wideomonitor, drukarka mozaikowa i stacja pamięci na dysku elastycznym.

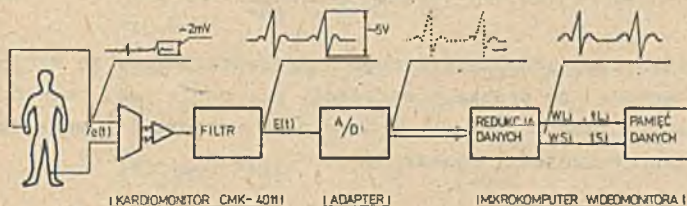


Rys. 1. Konfiguracja wideomonitorowego systemu intensywnego nadzoru kardiologicznego

#### 4. Przetwarzanie sygnału EKG w systemie

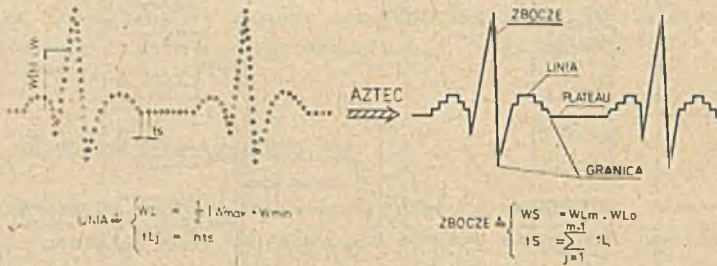
##### 4.1. Kompresja danych

Sygnał EKG stanowiący informację wejściową dla wideomonitorowego systemu intensywnego nadzoru kardiologicznego ulega w systemie trzem stopniom transformacji przedstawionym na rys. 2.



Rys. 2. Transformacja postaci informacji w systemie

Mikrokomputer systemu przetwarza informację w postaci zredukowanej. Podyktowane jest to ograniczoną pojemnością pamięci programów. Redukcja informacji jest dokonywana w systemie według algorytmu AZTEC [4]. Algorytm ten redukuje około dziesięciokrotnie ilość danych potrzebnych do opisu rejestrowanego sygnału, jednocześnie forma zapisu informacji w postaci zredukowanej jest wygodna do dalszej obróbki. Zgodnie z zasadami redukcji informacji przy pomocy algorytmu AZTEC, skwantowany przebieg jest w tym przypadku sproksymowany odcinkami poziomymi i ukośnymi. Odcinki poziome nazywane są "liniami" lub "plateau", a odcinki ukośne "zboziami" rys. 3. Każdy z tych elementów aproksymujących przebieg opisuje dwie wielkości: wartość elementu i czas trwania.



Rys. 3. Zasada transformacji AZTEK

Transformacja AZTEC polega na systematyzowaniu (porządkowaniu), według określonych kryteriów, zbioru danych opisujących przebieg EKG w postaci skwantowanej. W wyniku tego uporządkowania uzyskuje się podzbiory danych spełniające kryteria przyjęte dla zdefiniowania elementów aproksymujących przebieg EKG. Podstawowym elementem aproksymującym w transformacji AZTEK jest "linia". Wydzielanie podzbioru danych charakteryzujących "linie" przebiega następująco:

1. Pierwszy element podzbioru stanowiący próbkę (skwantowaną amplitudę) przebiegu EKG, określa początkowe ekstremalne wartości ( $W_{\min}$  i  $W_{\max}$ ) podzbioru:

$$W_0 = W_{\min} = W_{\max}$$

2. Dla kolejnych próbek przebiegu EKG uaktualniane są wartości  $W_{\min}$  i  $W_{\max}$  w ten sposób, że próbka o wartości  $W_i$  staje się nowym ograniczeniem podzbioru, jeżeli wartość ta leży poza przedziałem ograniczonym poprzez poprzednie wartości ekstremalne,  $W_{\min}$  i  $W_{\max}$ .

$$W_i = W_{\text{extr.}} \Leftrightarrow W_i \notin \langle W_{\min}, W_{\max} \rangle$$

3. Wartości ekstremalne spełniają warunek:

$$W_{\max} - W_{\min} \leq K,$$

natomiast pozostałe elementy podzbioru  $\{W_i\}_0^m$  spełniają warunek:

$$W_{\min} \leq W_i \leq W_{\max} \quad i = 0, \dots, m$$

4. Podzbiór stanowi "linie" L jeżeli dla kolejnej wartości  $W_i$  dla której  $i = n$  zachodzą relacje:

$$1) W_{\max} - W_{\min} \leq K \quad \text{dla} \quad W_1 \in \left\{ W_1 \right\}_0^{n-1}$$

$$2) W_{\max} - W_{\min} > K \quad \text{dla} \quad W_1 \in \left\{ W_1 \right\}_0^n$$

Wartość  $W_n$  staje się nową wartością początku dla następnego podzbioru.

5. "Linie" opisują parametry zdefiniowane następująco:

$$\text{wartość} \quad WL = \frac{1}{2} (W_{\max} + W_{\min})$$

$$\text{czas trwania} \quad tL = n \cdot t_g$$

gdzie:

$t_g$  = okres próbkowania

przy czym każda wartość  $W_1$  należąca do podzbioru "Linii" spełnia warunek:

$$|WL - W_1| \leq \frac{K}{2}. \quad [5]$$

określający interpolację liniową zerowego rzędu z aperturą  $\frac{K}{2}$  [5].

6. W celu określenia pozostałych elementów aproksymujących przebieg EKG definiowane są następujące pojęcia:

"Plateau" - jest to "linia"  $L_j$  następująca po "linii"  $L_0$  dla której  $tL_j > T$

"Ekstremum" - jest to "linia"  $L_j$  rozdzielająca dwie "linie" dla której spełniona jest relacja:

$$[WL_{j+1} - WL_j] \cdot [WL_j - WL_{j-1}] < 0$$

"Granica" - jest to "linia" stanowiąca "plateau" lub "ekstremum".

"Zbocze" - jest to zbiór "linii"  $\{L_j\}_1^{n-1}$  zawarty między "granicami"  $L_0$  i  $L_n$  i opisywany przez dwie wielkości.

$$\text{wartość} \quad WS = WL_n - WL_0$$

$$\text{czas trwania} \quad tS = \sum_{j=1}^{n-1} tL_j$$

Podzbiory danych stanowiące "linie" wydzielone przy pomocy algorytmu AZTEC opisywane są w ostateczności dwoma wielkościami, które stanowią zredukowane dane pozwalające na aproksymację przebiegu EKG.

Parametry charakteryzujące "linie" i "zbocza" zapamiętywane są dla dalszej obróbki sygnału EKG w postaci par słów, z których jedno określa

"wartość", a drugie "czas trwania". "Linie" od "zboczy" rozróżnia się znakiem przy wartości czasu trwania.

#### 4.2. Wykrywanie zespołu QRS

Wykrywanie zespołu QRS polega na przeszukiwaniu zredukowanego zbioru danych stanowiącego zapis przebiegu EKG w postaci aproksymowanej. Przeszukiwanie odbywa się przedziałami. Określanie zespołu QRS obejmuje dwie fazy:

- 1) określanie załamka R,
- 2) określanie czasu trwania zespołu QRS.

Określanie załamka R - polega na wykryciu w przeszukiwanym przedziale "zboczy", którego wartość spełnia warunek:

$$WS > \frac{1}{A} \cdot H_n$$

gdzie:

- $H_n$  - wartość amplitudy załamka R wzorcowego zespołu QRS,  
 $A$  - współczynnik dopuszczalnej zmiany amplitudy załamka R.

Jeżeli w danym przedziale nie zostało znalezione "zbocze" spełniające powyższe kryterium, wówczas poszukiwanie przedziału powtarza się z większym współczynnikiem zmiany wartości amplitudy załamka R.

Określanie czasu trwania zespołu QRS - polega na wykryciu "zboczy" ograniczających zespół QRS. Kryteria identyfikujące zespół QRS są następujące:

1. "Zbocza" ograniczające zespół QRS muszą tworzyć kształt litery V i nie mogą być "pochodkowane". "Schodkowanie" zboczy zespołu QRS ogranicza się warunkiem:

$$WL, WS < B \cdot WS_{\max}$$

$$tL, tS > C_{\min}$$

gdzie:

- $B$  - współczynnik dopuszczalnej zmiany wartości "linii" lub "zbocza"  
 $B < 1$   
 $C_{\min}$  - minimalny czas trwania "linii" lub "zbocza"  
 $WS_{\max}$  - największa wartość "zbocza" w determinowanym zespole QRS.

2. "Zbocza" zespołu QRS muszą mieć wartość określoną warunkiem:

$$WS \geq B \cdot WS_{\max}$$

Sumując czas trwania "zboczy" i "linii" ograniczających zespół QRS uzyskuje się czas trwania zespołu. Współczynniki A, B,  $C_{\min}$  określone są przez specjalistów elektrokardiologów i stanowią stałe parametry w procesie analizy rytmii przebiegu EKG.

### 5. Stany alarmowe

W systemie wykrywane są i sygnalizowane na dwóch poziomach stany alarmowe określone w tabeli 1. Wykrywanie stanów alarmowych polega na sprawdzeniu spełniania przez parametry nadzorowanego przebiegu określonych kryteriów przedstawionych w tabeli 1.

Tabela 1

Stany alarmowe systemu

Poziom alarmu	Nr	Rodzaj alarmu	K r y t e r i u m
I Stany krytyczne	1	Asystolia	Brak zespołów QRS w ciągu 4 sekund
	2	Fibrylacja komorowa	"Migoczący" przebieg EKG - seria "zboczy" w ciągu 4 sekund
	3	Ekstremalna bradycardia	Częstość akcji serca jest mniejsza od 40 uderzeń na minutę w ciągu 30 sekund
	4	Ekstremalna tachycardia komorowa	Częstość akcji serca jest większa od 150 uderzeń na minutę
	5	"R na T"	Interwał R-R jest mniejszy od 1/3 "normalnego" R-R
II Stany ostrzegawcze	6	Przedwczesne skurcze komorowe (VPB)	Częstość VPB > 5/min. (szerokość QRS > 0,1 sek.)
	7	Przedwczesne skurcze nadkomorowe (SVPB)	Częstość SVPB > 5/min. (szerokość QRS < 0,1 sek)
	8	Bigeminia	Występowanie ponad 50% par QRS w ciągu minuty
	9	Krytyczna częstość QRS	Pojawienie się zespołów QRS z częstością przekraczającą zadane wartości graniczne
	10	Artefakty	Zakłócony sygnał EKG

Przy sprawdzaniu kryteriów wykorzystywane są następujące parametry przebiegu EKG:

- $D_{RR}$  - interwał R-R
- $H_R$  - częstość akcji serca
- $d$  - szerokość trwania zespołu QRS.

## 6. Zakończenie

Wykorzystanie techniki mikrokomputerowej w systemach intensywnego nadzoru kardiologicznego pozwala na wyeliminowanie głównych wad konwencjonalnych systemów monitorujących do których należy zaliczyć:

- ograniczony zakres wykrywania zaburzeń rytmu i przewodnictwa,
- niemożliwość rejestracji danych ilościowych w czasie rzeczywistym, w formie wygodnej do szybkiej interpretacji,
- brak możliwości wyliczania, określania i prezentacji trendów zmian nadzorowanych parametrów,
- ograniczony zakres alarmowania stanów krytycznych i ostrzegawczych.

Wady te w znacznym stopniu eliminuje prezentowany w pracy wideomonitorowy system intensywnego nadzoru kardiologicznego z mikrokomputerową jednostką przetwarzającą. Zastosowanie "inteligentnego" wideomonitora jako centralnego urządzenia monitorującego pozwala na wyeliminowanie w systemach intensywnego nadzoru, konwencjonalnych autonomicznych monitorów centralnych, rozszerzając przy tym zakres funkcji realizowanych w systemie. Efektywne wykorzystanie mikrokomputerowego zestawu wideomonitorowego do nadzorowania parametrów przebiegu EKG wymaga redukcji nadmiaru informacji zawartej w sygnale źródłowym. Pożądane rezultaty osiąga się przez zastosowanie do tego celu jednej z metod kompresji danych, znanej jako transformacja AZTEC. Pojawia się tu jednak problem oceny wpływu stopnia redukcji informacji, na jakość monitorowania w systemie, co decyduje o skuteczności diagnozowania lekarskiego.

## LITERATURA

- [1] Systemy monitorowania - prospekt, Varimex 1979.
- [2] A compendium on automated arrhythmia detection - Hewlett Packard 1976.
- [3] Recommendation for standardization of instruments in electrocardiography and vectocardiography. Report of Subcommittee American Heart Association, IEEE Trans. Biomedical Engineering Vol. 14, 1967.
- [4] AZTEC - a Preprocessing Program for Real - Time ECG Rhythm Analysis. IEEE Trans. Biomedical Engineering Vol. BME 2, No 2, April, 1968.
- [5] Kortman G.M.: Redundancy reduction - a practical method of data compression. Proc. IEEE vol. 55, pp 253-263. March 1967.



- [6] "Suggested Minimum Performance Characteristics of Data Acquisition Instrumentation in Computer - Assisted ECG Processing System" I, *Electrocardiology* Vol. 9, No 3, pp. 239-247, 1976.

Złożono w redakcji 11.03.80 r.  
W formie ostatecznej 30.03.80 r.

Recenzent  
Doc. dr inż. Jerzy Kopka

ПРЕОБРАЗОВАНИЕ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ  
ИНТЕНСИВНОГО КАРДИОЛОГИЧЕСКОГО НАБЛЮДЕНИЯ

Р е з ю м е

В работе показана некоторая концепция системы интенсивного кардиологического наблюдения основанная на "интеллектуальном" видео мониторе. Показано процесс преобразования сигнала ЭКГ в этой системе с использованием превращения AZTEK для редуцирования первичных данных. Оговорены основы получения комплекса QRS и определения основных параметров характеристики ЭКГ применяемых для наблюдения ритма и проводимости у больных в палатах интенсивного надзора.

A PROCESSING OF ECG SIGNAL IN THE VIDEOMONITORING  
INTENSIVE CARE SYSTEM

S u m m a r y

The paper deals with a concept of the intensive care system basing on the intelligent videomonitor set. A preprocessing of ECG signal by use of the ATZEC transformation in order to reduce a source data is presented. There are discussed the principles of QRS complex detection and determination of essential parameters of ECG signal used in the arrhythmia monitoring systems.